

Aus der Medizinischen Klinik der Universität Erlangen

Direktor: Prof. Dr. N. Henning

VERGLEICHENDE TEMPERATURMESSUNGEN
ÜBER DIE
TIEFENWIRKUNG DER STRAHLENFELD- UND SPULENFELDMETHODE

Inaugural Dissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde
der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Friedrich Alexander Universität
zu
Erlangen

Vorgelegt von: Wolf~~dit~~trich Schweißinger
Michelstadt / Odw.



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546223_0119

Aus der Medizinischen Klinik der Universität Erlangen

Direktor: Prof. Dr. N. Henning

VERGLEICHENDE TEMPERATURMESSUNGEN
ÜBER DIE
TIEFENWIRKUNG DER STRAHLENFELD- UND SPULENFELDMETHODE

Inaugural Dissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde
der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Friedrich Alexander Universität
zu
Erlangen

Vorgelegt von: Wolfdittrich Schweißinger
Michelstadt / Odw.

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen .



Dekan: Professor Dr. C. Korth

1. Referent: Privat-Dozent Dr. Dr. G. Barth
2. Referent: Professor Dr. N. Henning

Tag der mündlichen Prüfung: 27.1.1956

Inhaltsverzeichnis

	<u>Seite</u>
ÜBERBLICK	5
LANGWELLENDIATHERMIE	6
KURZWELLENTHERAPIE	7
a) Kondensatorfeldmethode	7
b) Spulenfeldmethode	8
STRAHLENFELDMETHODE (Mikrowellen)	9
Auswirkung der Mikrowellenbestrahlung auf Gewebe im Körperverband	13
VERSUCHSANORDNUNG	15
VERSUCHSAUSFÜHRUNG	16
ERGEBNISSE	18
ZUSAMMENFASSUNG	28
LITERATURNACHWEIS	29
LEBENS LAUF	31

Ü B E R B L I C K

In der vorliegenden Arbeit sind vergleichende Temperaturmessungen im Gewebe nach Bestrahlung mit der Spulenfeldmethode (Monode) und Strahlenfeldmethode (Mikrowellen) durchgeführt worden. Bei beiden Methoden wird Hochfrequenz-Energie als Wärme therapeutisch benutzt. Den menschlichen Körper mit dieser Energie zu erwärmen, begann mit d'ARSONVAL (1890).

Die Weiterentwicklung der Technik brachte der Therapie die Langwellendiathermie mit einer Wellenlänge von 1000 bis 300 m.

In den Jahren 1925 - 27 war es ESAU (1), dem es gelang, energiereiche Meterwellen herzustellen. Die damit ermöglichte Kurzwellentherapie 30 - 1 m Wellenlänge war physikalisch gesehen nur eine Vervollkommenung der Langwellendiathermie. Vom Standpunkt der medizinischen Therapie aus ergaben sich aber eine Fülle neuer Möglichkeiten, sodaß beide Methoden begrifflich getrennt wurden.

Später gelang es der Technik, noch kürzere Wellenlängen (bis zu 10 cm und darunter) herzustellen.

Bei der Übertragung von Hochfrequenzenergie auf den Körper sind also zu unterscheiden:

1. Langwellendiathermie 1000 - 300 m
2. Kurzwellendiathermie
 - a) Kondensatorfeldmethode 20 - 1 m
 - b) Spulenfeldmethode 30 - 6 m und
3. Strahlenfeldmethode 1 m - 10 cm
= Mikrowellen.

LANGWELLENDIATHERMIE

Die Methode der Langwellendiathermieerwärmung ist heute beinahe bedeutungslos geworden. SCHMID (2) fand, daß sich der menschliche Körper in diesem Frequenzbereich wie ein Ohm'scher Widerstand verhält. Dies bedeutet: für die Stromverteilung und damit Wärmeverteilung ist die Leitfähigkeit der Gewebe maßgebend. Im Körper wechseln aber gutleitende und schlechtleitende Schichten miteinander ab. Nach PÄTZOLD (3) beträgt die mittlere Leitfähigkeit von Blut ~ 6 , von Muskel ~ 3 , von Lungengewebe ~ 1 und von Fettgewebe $\sim 0,3$.

Aus dem vorher Beschriebenen kann man folgern, daß der Hochfrequenzstrom entlang der großen Gefäße und in der gut durchbluteten Muskulatur verläuft, alle anderen, schlechtleitenden Gewebe oder Organe aber umfließt.

Nach den bisherigen Erkenntnissen von VOSER (5) beruht die Heilwirkung bei der Langwellendiathermie hauptsächlich auf einer Energieabsorption, die eine Wärmewirkung zur Folge hat. Der Effekt wird von folgenden Größen im wesentlichen beeinflusst:

1. Spezifischer Widerstand des Objektes,
2. Masse,
3. Dielektrizitätskonstante,
4. Reflexionswirkung,
5. Kühlungseffekte.

Daraus erkennt man, in bezug auf gezielte Tiefenwirkung und Lokalisierbarkeit der Erwärmung sind der Langwellendiathermiebehandlung Grenzen gesetzt.

KURZWELLENTHERAPIE

Die hierzu verwendeten Wellenlängen liegen zwischen 20 - 1 m.
Man unterscheidet:

- a. Kondensatorfeldmethode
- b. Spulenfeldmethode

a. Kondensatorfeldmethode

Sie eignet sich besonders als lokale Behandlungsmethode. Im hochfrequenten elektrischen Feld wirkt der Körper als Dielektrikum zwischen zwei Elektroden. Unter einem Dielektrikum versteht man die zwischen den Platten eines Kondensators befindliche Schicht. Ein sogenanntes verlustfreies (ideales) Dielektrikum erwärmt sich nicht, hingegen ein Verlustdielektrikum (schlechtes) erwärmt sich. Zu letzterem gehören alle festen und flüssigen Substanzen des menschlichen Körpers (E. FRITSCH u. M. SCHUBART (4)).

Elektrische Wechselfelder haben den Vorteil, daß sie nichtleitende Stoffe (Luft, Filz) ohne Wärmeverlust zu durchdringen vermögen (Verschiebestrom). Dadurch kann im Abstand bestrahlt werden (Abstandsprinzip). Bei dieser Abstandsbehandlung liegen jedoch die Stellen größter Feldstärke außerhalb des Körpers. Es wird also nur der homogenere Mittelteil des elektrischen Feldes ausgenutzt. Dadurch erreicht man eine entsprechend gleichmäßige Temperaturerhöhung.

Die Erwärmung ist von zwei Faktoren abhängig. In geringerem Maße durch die Ohm'sche Erwärmung. Hauptsächlich durch die Leitfähigkeit mit ihrer Abhängigkeit von den Dielektrizitätskonstanten. Dabei gilt, daß bei steigender Frequenz eine Vergrößerung der Gesamtleitfähigkeit eintritt. Es ist eine Folge des Anwachsens der kapazitiven Durchlässigkeit der schlechtleitenden und eine Mitbeteiligung der eingeschlossenen gutleitenden Schichten an der Gesamtleitfähigkeit. Das gilt sowohl für die makroskopischen wie für die mikroskopischen Verhältnisse. Auch hier wird bei steigender Frequenz die Zellmembran kapazitiv überbrückt, sodaß sich der eingeschlossene Zellinhalt an der Stromleitung beteiligen kann (SCHÄFER (6), RAJEWSKI (7)).

Der Vorteil der Kondensatorfeldmethode gegenüber der Langwellendia-thermie liegt darin, daß schlechtleitende Gewebe nicht umflossen, sondern von dem elektrischen Feld durchsetzt werden. Damit ist die Tiefenwirkung wie die Lokalisierbarkeit besser. Dazu kommt die hy-gienisch bessere Applikationstechnik durch die Abstandsbehandlung.

b. Spulenfeldmethode

Die hierbei verwendeten Wellenlängen von 30 - 6 m liegen etwa in der gleichen Größenordnung wie bei der Kondensatormethode. Der Un-terschied ist, daß sich der Körper während der Behandlung in einem hochfrequenten magnetischen Feld befindet.

Um dieses Ziel zu erreichen gibt es zwei Möglichkeiten:

1. Der zu behandelnde Körperteil kommt direkt in das Innere der Spule. Das bedeutet, das volle konzentrierte magnetische Feld wird ausgenutzt. Praktisch ist das aber nur für die Extremitätenbehandlung möglich.
2. Die Spulenelektrode wird nahe an den Körper gebracht. Das bedeutet eine einseitige Ausnutzung des äußeren magnetischen Streufeldes.

Das magnetische Feld induziert wie in jedem anderen Leiter oder Halb-leiter elektrische Spannungen, die zu Wirbelströmen führen. Diese wandeln sich ihrerseits wieder in Wärme um.

Bei der therapeutischen Behandlung hat man, wegen des ungünstigen Verhältnisses von Spulendurchmesser zu Spulenlänge, meist starke inhomogene Felder. Ein weiterer Nachteil liegt in der quadratischen Temperaturabnahme im Verhältnis zur räumlich linearen Abnahme der Feldstärke. Um die Tiefenwirkung zu steigern empfiehlt es sich, die Spulenwindung vom Körper etwas zu entfernen und nur den weniger stark abfallenden Teil des Feldes auszunutzen. Allerdings nimmt dadurch die erreichbare Feldstärke stark ab.

Im Gegensatz zur Kondensatorfeldmethode kommt bei der Spulenfeld-methode nur die Leitfähigkeit in Betracht. Die Permeabilität hat für fast alle Körpergewebe den Wert 1 und braucht nicht berücksichtigt zu werden.

Die größte Erwärmung ist also in der Schicht, in der die größte Leitfähigkeit ist. Nach der Tiefe zu fällt die Erwärmung infolge Abnahme der Feldstärke stark ab. Praktisch verwertbare Ergebnisse wären also:

1. Haut- und Unterhautfettgewebe werden weniger stark erwärmt als darunterliegende Muskulatur.
2. Der Temperaturabfall im Muskelgewebe nach der Tiefe zu verläuft steil.
3. In tiefer gelegenen Organen kleinerer Leitfähigkeit als Muskulatur wird keine Temperaturerhöhung erzielt.

STRAHLENFELDMETHODE

Sie ist eine Anwendung von Hochfrequenzenergie mit Wellenlängen des unteren Dezimetergebietes.

Die Energieübertragung auf den zu behandelnden Körper findet im Nahfeld elektromagnetischer Richtstrahler statt. Wichtig ist, daß der Strahler annähernd parallel strahlt. Die Wirkung der Mikrowellen beruht auf einer Umwandlung der absorbierten elektromagnetischen Strahlungsenergie in Wärmeenergie.

Der elektrische Strom, der ein Dielektrikum im hochfrequenten elektrischen Feld durchfließt, zerfällt in zwei Komponente: Den Ladestrom, der Ladung im Takt der Feldfrequenz verschiebt und den Verluststrom, dessen Größe die Energieumwandlung in Wärme bestimmt.

Die Erwärmung mit den verwendeten Wellenlängen läßt sich durch die Ionenleitfähigkeit der Gewebe sowie der in ihr vorherrschenden Dissoziation von Salzen in Ionen erklären. Dabei soll die Permeabilität der Zellen sich ändern.

Weiterhin ist die Erwärmung ein Effekt der Dipole. Nach BOYLE (8) ist die Erwärmung des Blutes nach Mikrowellenbestrahlung zu 80 % ein Produkt der Dipolreaktion, der Rest durch die Ionenleitfähigkeit zu erklären.

Die Moleküle fast aller organischer Substanzen besitzen infolge Asymmetrie ihrer Ladungsverteilung Dipolmomente. Darüber hinaus sind zahlreiche Aminosäuren und ihre Derivate als Zwitterionen bekannt; d.h. Moleküle, die an weit voneinander entfernten Stellen je eine positive und negative Ladung tragen und dadurch sehr große Dipole darstellen.

Nach DEBYE's Theorie (9, 10) für Dipolflüssigkeiten, bzw. für verdünnte Lösungen polarer Moleküle in unpolaren Lösungsmitteln, beruht die dielektrische Wirkung oder die Größe der Molekularpolarisation von Flüssigkeiten zu einem großen Teil auf der Orientierung der festen Dipole in ihr durch die angelegten elektrischen Felder. Zu einem anderen, meist kleineren Teil, auf der Deformation der Moleküle durch die Verschieblichkeit der Ladungen.

D.h. Löst man in einem unpolaren Lösungsmittel eine Anzahl Moleküle mit großem Dipolmoment, so liefern diese durch ihre Orientierung einen großen Beitrag zur Molekularpolarisation. I. HAUSER (11) beobachtete bei der Messung mit nicht zu schnellen Frequenzen eine starke Zunahme der Dielektrizitätskonstanten gegenüber dem Wert des Lösungsmittels. Der Zuwachs Δ_ϵ wird um so größer sein, je größer die Konzentration Δ_c und je größer das Dipolmoment der gelösten Moleküle ist.

Der Quotient $\frac{\Delta_\epsilon}{\Delta_c}$ ist also ein Maß für das Dipolmoment bzw. ein Maß für den Abstand von positiven und negativen Ladungen bei Zwitterionen.

Bei hohen Frequenzen vermag die Orientierung des Dipolmoleküls dem raschen Feldwechsel nicht mehr trägheitsfrei zu folgen. Es entsteht sogenannte "anomale Dispersion" der Polarisation und Dielektrizitätskonstanten. Damit treten Absorptionerscheinungen auf. Je nach dem Grad der Erwärmung des Objektes kann auf die Absorption der einestrahlten Energie geschlossen werden. Die Absorptionsgröße ist wiederum abhängig von den physikalischen Konstanten der bestrahlten Gewebe. Die gefundenen Meßwerte von BÖNI (12) zeigen, daß Fett, Knochen und Knochenmark in ihrem dielektrischen Verhalten stark von demjenigen der Muskulatur und anderer innerer Organe abweichen. Es kommt also zu einer größeren Erwärmung in den letztgenannten Gebieten.

Da die Mikrowellen weitgehend optischen Gesetzen folgen, hat man keinen Anhaltspunkt über das Ausmaß der an der Oberfläche reflektierten Energie. Das bedeutet, daß man nicht weiß, wieviel von der abgestrahlten Energie in das Innere des Körpers eindringt, und welcher Anteil infolge Reflexion von vornherein für eine Absorption und damit Erwärmung verloren geht. Ebenso muß bei ungenügender Tiefe auf eine Reflexion von der basalen Grenzfläche geachtet werden.

HOLIMANN (13) fand, daß im Fett 48 %, in Muskelsubstanz sogar nur 23 % der abgestrahlten Wellen eindringen. Das deckt sich etwa mit den Untersuchungen von VOSER (5) und SCHLIEPHAKE (14), die ebenfalls bei dem Eindringen in den Körper bis zu 50 % Verlust beschreiben.

Die Vorteile der Behandlung mit Mikrowellen liegen einmal in der sehr guten Lokalisierbarkeit. Die Wärmebildung ist am größten in der Muskulatur. Unterhautfettgewebe wird wesentlich geringer erwärmt. Die gewünschte Fettentlastung bei Erwärmungen ist besser gegenüber allen anderen bisher bekannten Methoden. Ein Teil dieses Vorzuges geht aber durch die Grenzflächenreflexion und der damit verbundenen Sekundärerwärmung wieder verloren.

Auswirkung der Mikrowellenbestrahlung auf Gewebe im Körperverband

Die ersten Untersuchungen stammen hauptsächlich von FOLLIS (15). Er versuchte zu klären, ob Personal von Radargeräten Schädigungen irgendeiner Art ausgesetzt ist. Seine Untersuchungen verliefen ergebnislos, d.h. er fand keine auf Radarwellen zurückzuführende Schädigung. Andere Wissenschaftler, OSBORNE und FREDERICK (16), fanden bei Patienten, die zwischen Monaten und 9 Jahren der Bestrahlung ausgesetzt waren, keine Störung der Erythro- und Leukopoese. Lediglich einige bekamen während der Bestrahlung Kopfschmerzen, die aber eine halbe bis eine Stunde nach dem Ende der Bestrahlung wieder verschwanden. Es wird immer wieder erklärt: ist der gesamte Körper der Bestrahlung ausgesetzt, sind keine Schädigungen zu erwarten. Etwas anders liegen dagegen die Verhältnisse bei örtlicher Gewebsbestrahlung. Durch die Wirkung von Mikrowellen im Körper wäre es möglich, daß in der Tiefe eine Verbrennung geschieht, ohne daß die Oberfläche geschädigt zu sein braucht. Bestätigt wurde diese Annahme durch OSBORNE und Mitarbeiter (16), der fand, daß dabei das Oberflächenerythem geringer war als bei Kurzwellenbestrahlungen. Ein sehr wichtiger Faktor scheint die Blutversorgung der bestrahlten Gewebe zu sein. RICHARDSON und Mitarbeiter (17) und WAKIM und Mitarbeiter (18) fanden, daß der Erwärmungsgrad die Durchblutungsstärke bestimmt. Der Temperaturzuwachs im Gewebe stieg in den ersten 15 Min. stetig. Bei einer Zeitdauer von 20 Min. ergab sich kein weiterer Anstieg und bei 30 Min. war die Erwärmung sogar geringer als bei 15 Min. Diese Ergebnisse werden bestätigt durch die Untersuchungen von MURPHY und Mitarbeitern (19) sowie GERSTEN und Mitarbeitern (20). Die höchste Erwärmung wird also in den ersten 15 Min. erreicht. Trotzdem bestand die erhöhte Durchblutung bis zu 30 Min. nach Beendigung der Bestrahlung. Die gleiche Durchblutungssteigerung wurde von SIEMES und Mitarbeitern (21) und KEMP und Mitarbeitern (22) bei Tieren mit verschiedenen Arten von Wurzelläsionen gefunden. Nur bei peripheren Läsionen bestand eine geringere Durchblutung.

Vergleichende Untersuchungen von WORDEN und Mitarbeitern (23) und WAKIM und Mitarbeitern (18) bei ischämischen und normalem Gewebe zeigten, daß bei ischämischen Gebieten bereits nach 15 - 20 Min. schwere Verbrennungen eintraten, durchblutetes Gewebe in der gleichen Zeit nicht geschädigt wurde. Verbrennungen traten zuerst ein in Gewebe über knöchernen Erhebungen. Die Schäden wurden umso stärker,

je höher die Erhebungen waren. Ebenso gefährdet sind Gewebe mit Ödemen oder ähnlichen großen Flüssigkeitsansammlungen, sowie Gewebe, die Metall bedecken. FEUCHT und Mitarbeiter (24) bestätigt das durch seine Untersuchungen. Es besteht sowohl eine Abhängigkeit zwischen Größe und Tiefe des eingelagerten Metalls wie zwischen Größe und verwendeter Wellenlänge. Durch Reflexion von der Oberfläche des Metalls entstehen in den darüber liegenden Gewebsschichten stehende Wellen, die zu Verbrennungsnekrosen führen können. Dabei waren die Schäden umso größer, je näher das Implantat der Oberfläche lag.

Gleiche Schädigungen treten bei intaktem Gewebe durch Überdosierung auf. Die Versuche von BOYLE und Mitarbeitern (8) am Oberschenkel des Kaninchens zeigten, daß es zu umschriebenen Ödemen mit einer grauen Verfärbung des darunter liegenden Gewebes kommt. Post mortem zeigte die überbestrahlte Haut, das Unterhautfettgewebe, und die oberflächliche Schenkelmuskulatur Koagulationsnekrosen. Der Femur und die tiefer gelegene Muskulatur war an den Verbrennungen nicht beteiligt.

Weiterhin besteht die Gefahr einer Schädigung bei Bestrahlung der Augen sowohl für den Patienten, wie auch für den Behandelnden. Die amerikanischen Untersuchungen über diese Frage haben bis jetzt nicht zu einem eindeutigen Ergebnis geführt. In der Arbeit von OSBORNE und Mitarbeitern (16) wird ausgeführt, daß Bestrahlungen des Auges zu keiner Schädigung der Retina und keiner stärkeren Durchblutung der Konjunktiva geführt haben. Ebenso sei keine Schädigung des Gewebes um das Auge beobachtet worden. Ähnliches berichtet RICHARDSON und Mitarbeiter (25). Sie fanden bei experimentellen Arbeiten über Linsentrübungen durch Mikrowellenbestrahlung, daß bei einer Stärke von 100 Watt bei 3 Min. und einer Entfernung von 1 - 5 cm Temperaturen von 34° - 70° C erreicht werden. Dabei verursachten die Temperaturen bis zu $45,6^{\circ}$ C keine Schädigungen. Temperaturen ab $66,2^{\circ}$ C ergaben eine Linsentrübung am hinteren Pol - ähnlich der Trübung bei Infrarot-Bestrahlungen. Ein wirksamer Schutz vor Schäden bis zu einer Energiemenge von 100 Watt wäre ein feines Netz von Kupferdraht vor den Augen.

Es scheint bisher so, als ob bei vorsichtiger und nicht zu hoch dosierter Bestrahlung keine Schädigung des Auges zu erwarten ist. Die endgültige Klärung dieser Frage bleibt jedoch weiteren Arbeiten überlassen.

VERSUCHSANORDNUNG

Die Versuche wurden mit zwei Geräten durchgeführt, dem Mikrowellen - Therapie - Gerät 'Electronic' der Deutschen Electronic G.m.b.H., sowie mit dem Kurzwellen - Therapie - Gerät 'Isotherm 514' mit Monode der Siemens Reiniger A.G. Bei dem Mikrowellengerät mit einer Wellenlänge von 12,25 cm wurde stets der kleine Strahler mit einem Durchmesser von 10 cm und einem Bügelabstand von 5,5 cm benutzt.

Die Durchführung der Versuche stieß zunächst auf zwei Schwierigkeiten. Die Thermometer und das verwendete Gefäß für die Phantome durften keine Reaktion auf die Hochfrequenz-Energie zeigen.

Verwendet wurden 15 Quarz - Benzol - Thermometer. Benzol zeigt als dipolfreie Substanz im elektrischen Feld keine Bewegung oder Feldverzerrung. Daneben hat es aber noch einen guten Ausdehnungskoeffizienten. Quarz verhält sich ebenso neutral im elektrischen Feld.

Als Gefäßmaterial diente, anderen Autoren folgend (PÄTZOLD (26)), Trolitul. Es ist der Handelsname für Kunststoff auf der Basis von Polysterol. Letzteres entsteht aus Phenyläthylen ($C_6H_5 - CH = CH_2$).

Tabelle 1 zeigt Verlustwinkel und Dielektrizitätskonstante-Werte bei kurzen Wellen, hohe Verluste bei Hartgummi, Glas, Bernstein, geringe Verluste bei Trolitul, Quarz. (Nach ROHDE und SCHWARZ (27, 28)).

Tabelle 1

δ in 10^{-4} Einheiten

Material	Messwelle					Dielektrizitäts- konstante
	6m	3m	150cm	75cm	60cm	
Quarzglas	1,1	1,0	---	---	---	4,2
Quarzgut	1,2	1,1	2	---	2	3,9
Trolitul	1,5	1,5	4	4	4	2,2
Thür. Glas	48	65	---	---	---	7
Hartgummi	120	120	230	200	---	3
Celuloid	430	450	---	---	---	3,5
Bakelit	450	500	---	---	---	2,8

VERSUCHSAUSFÜHRUNG

Die Vorversuche dienten zur Abstimmung beider verwendeter Geräte aufeinander. Geeicht sind beide in "Leistungsstufen" von 1-9. Als Phantommaterial diente in Wasser eingeweichtes Brot. Bei allen durchgeführten Versuchen wurde die Zeitdauer der Bestrahlung mit zwei Minuten konstant gehalten. Im Laufe der Voruntersuchungen stellte sich ein Unterschied von zwei Leistungsstufen heraus; und zwar mußte das Mikrowellengerät stets zwei Stufen höher eingeschaltet sein, um gegenüber der Monode den gleichen Erwärmungseffekt zu erzielen. Als günstigstes Verhältnis blieb, als weitere konstante Bedingung, Monode Stufe 5, Mikrowellengerät Stufe 7 bei allen späteren Versuchen. Außerdem wurde die Monode stets in 1 cm Luftabstand vom Objekt eingestellt, da das Mikrowellengerät durch den Bügel im Abstand von 5,5 cm bestrahlte. (Siehe Aufbau des Phantom - Abb. 1)

Die folgenden Untersuchungen wurden an homogenen (Abb. 2), bzw. überwiegend an geschichteten (Abb. 3) Phantomen gemacht. Als Material wurde Fett (Schwein) in wechselnder Stärke von 1-5 cm, Muskulatur (Pferd) mit Zusatz von 0,9 %iger NaCl-Lösung und zwar $150 \text{ cm}^3/\text{kg}$, sowie zwischen der Muskulatur, im Abstand von etwa 1 cm von der Grenzfläche Fett - Muskulatur entfernt, gelegter Röhrenknochen (Abb. 4) untersucht. Außerdem wurden mehrfach geschichtete Phantome (z.B. Fett, Muskulatur, Fett, Muskulatur) bestrahlt und gemessen (Abb. 5).

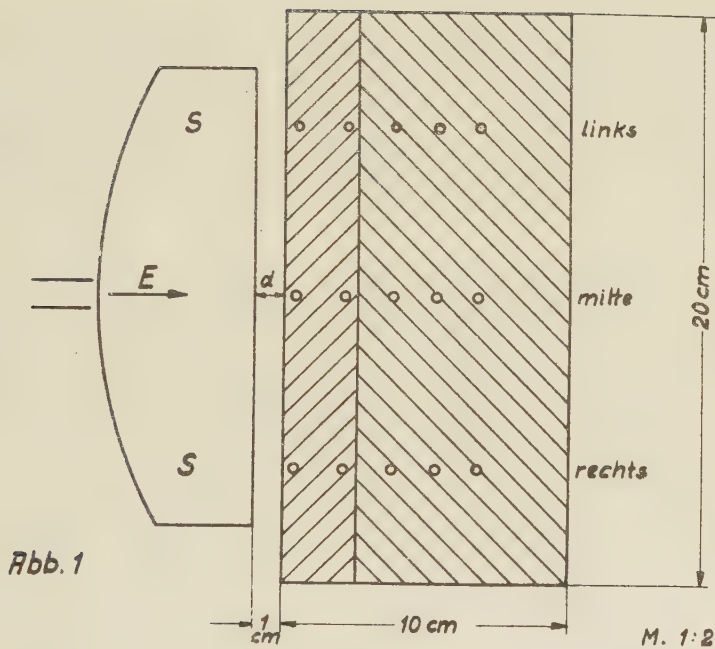


Abb. 2

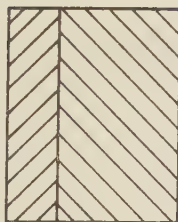


Abb. 3

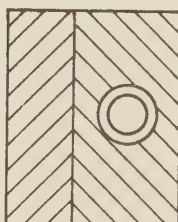


Abb. 4



Abb. 5

ER G E B N I S S E

Alle Untersuchungen am homogenen Muskelobjekt ergaben einen hohen Temperaturanstieg in Strahlernähe und einen linearen Abfall. Eine deutliche Erwärmung war in einer Tiefe von 5 cm nicht mehr registrierbar. Entsprechend anderen Autoren betrug die Halbwertschicht etwa 1 bei = 12,25 cm (Kurve 1).

Anders dagegen der Temperaturverlauf in einem homogenen Fettphantom. In Übereinstimmung mit den Untersuchungen von PÄTZOLD (26) zeigen die Messungen bei beiden Geräten einen wellenförmigen Abfall mit einer höheren Halbwertschicht entsprechend der geringeren Absorption (Kurve 2). Die Erwärmung in reinem Fett ist dabei höher als in reinem Muskel. Gleiche Ergebnisse erzielten amerikanischen Autoren (29).

Wie aus den Kurven 3, 4, 5, 6, 7 zu ersehen ist, verhalten sich die Temperaturerhöhungen bei beiden Geräten annähernd gleich. Die Stärke der Fettschicht hat dabei keinen wesentlichen Einfluß auf den Temperaturzuwachs in der Muskelschicht. Das Maximum des Temperaturzuwachses in der Muskulatur verschob sich entsprechend der vorgeschalteten Fettstärke, blieb aber stets in der Fett-Muskel-Grenzschicht. Bei allen Versuchen, außer dem 1 cm Fett 9 cm Muskel Versuch, wo es technisch nicht möglich war, sieht man einen deutlichen Temperaturabfall von etwa 1° C in der Fettschicht. Der Temperaturzuwachs in der Muskulatur betrug fast stets das Doppelte der Erwärmung als in der vorgeschalteten Fettschicht. In geschichteten Fett - Muskulatur - Phantomen ist in Übereinstimmung mit GERSTEN und Mitarbeitern (20) die Erwärmung der Muskulatur tiefer vordringend als in reiner Muskulatur.

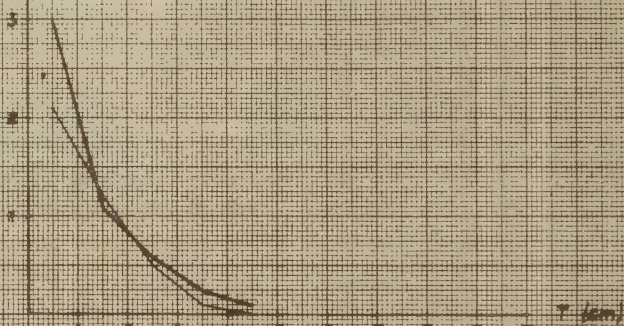
Der Versuch (Kurve 8) mit dem in die Muskelmasse eingelegten Röhrenknochen zeigte, daß die mittlere Thermometerreihe in der dünnen Muskelschicht vor dem Knochen eine deutlich höhere Temperatur zeigt als im Vergleich dazu der Versuch von 3 cm Fett und 7 cm Muskulatur. Dies beruht einmal auf der Grenzflächenreaktion von Muskel zu Knochen, zum anderen ist die Energiemenge, die noch auf den Knochen wirken kann zu gering, um eine deutliche Temperaturerhöhung zu erzielen. Das deckt sich mit den Arbeiten von DEBYE (10). Nach dem Knochen findet keine Erwärmung mehr statt, da offenbar sämtliche zur Verfügung stehende Energie in den beiden vorderen Schichten absorbiert bzw. reflektiert

worden ist. Die beiden seitlichen Temperaturkurven zeigten keinerlei Beeinflussung.

In einer weiteren Untersuchung (Kurve 9) wurde versucht, zu klären, ob es möglich wäre, mit Hilfe von Mikrowellen in den Nieren eine Erwärmung zu erzielen. Als Untersuchungsobjekt diente dazu ein mehrfach geschichtetes Phantom. Etwa entsprechend den anatomischen Bedingungen beim Menschen wurden 3 cm Fett, 2 cm Muskulatur, 2 cm Fett und 3 cm Muskulatur hintereinander geschichtet. Die Kurven bei beiden erwendeten Geräten zeigen, daß die Temperatur in der ersten Fett- und Muskelschicht ansteigt, um in der dahintergelegenen 2 cm starken Fettschicht abzusinken. Eine nennenswerte Erwärmung in der zweiten Muskelschicht ist nicht zu messen.

KURVE 1 Muskel homogen (+ 0,9 % NaCl 100 cm³/kg)

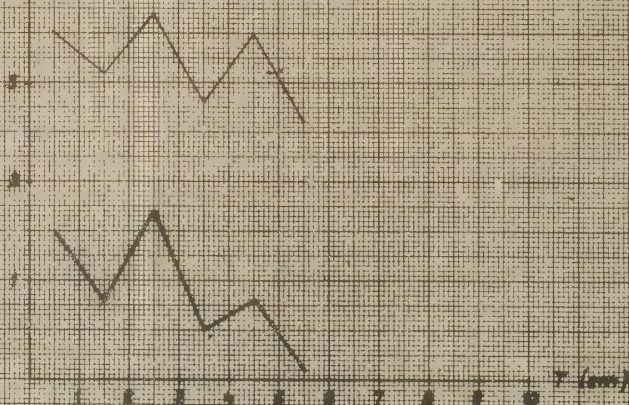
Δt (°C)



Mercur —
Nibrom - -

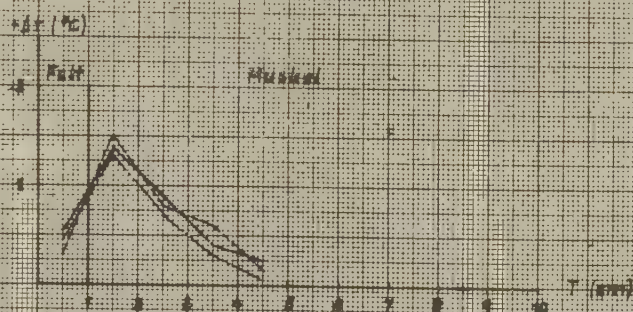
KURVE 2 Fett homogen

Δt (°C)



Mercur —
Nibrom - -

KURVE 3 1000 Fat, 8000 Muskel (= 0.9 % NaCl 180 km²/kg)

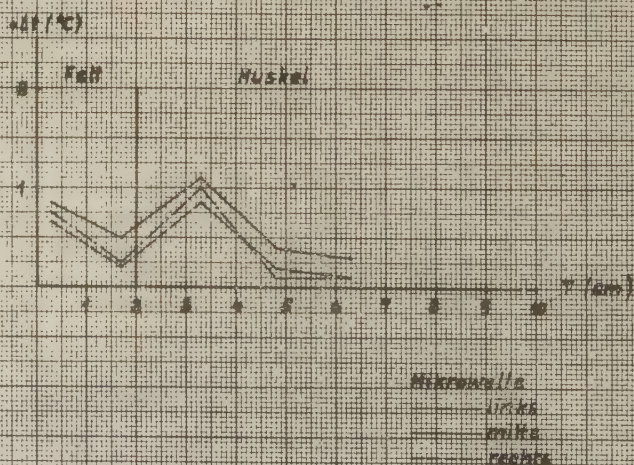
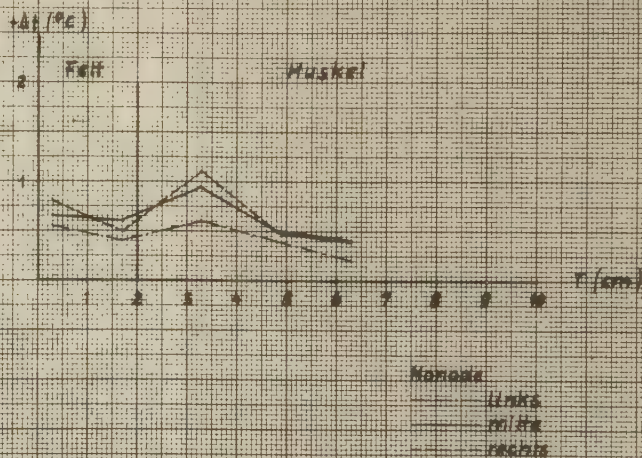


Mikrowelle
 --- links
 — milte
 — rechts

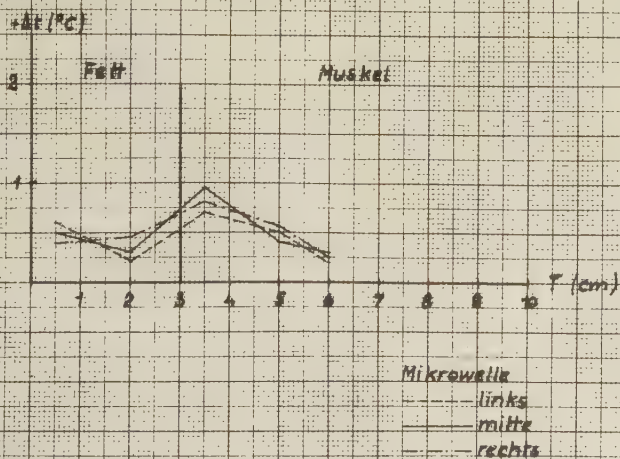
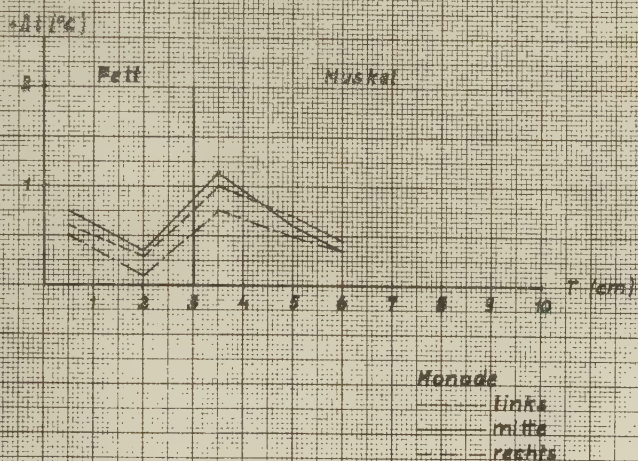


Mikrowelle
 --- links
 — milte
 — rechts

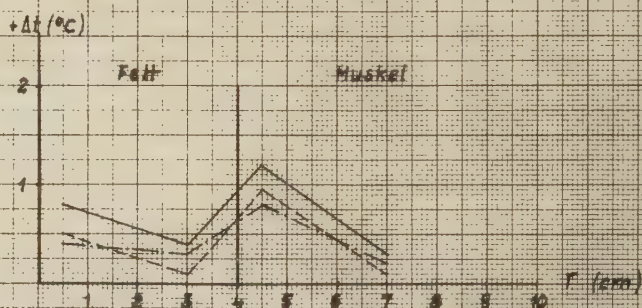
KURVE 4 8 cm Fett, 8 cm Muskel ($\pm 0.9\% \text{ NaCl}$ 180 cm³/kg)



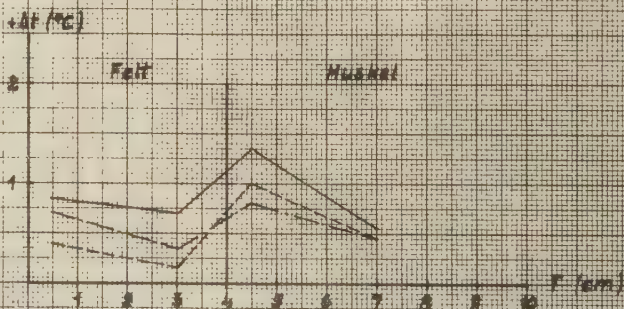
Kurve 5 3cm Fett, 7cm Muskel (+0,9 % NaCl 180 cm³/kg)



Kurve 6 4cm Fett, 6cm Muskel (+ 0.9 NaCl 150cm³/kg)

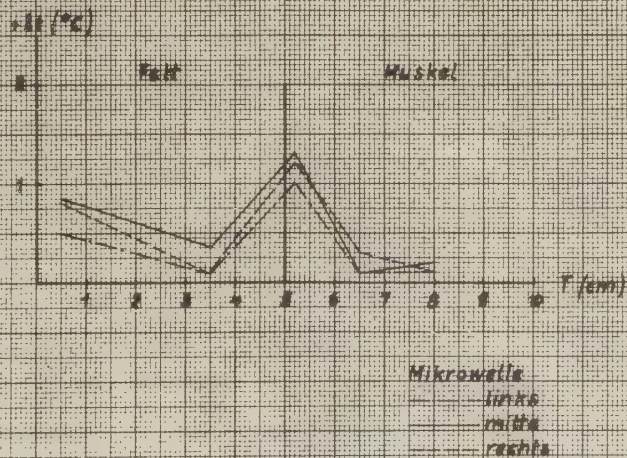
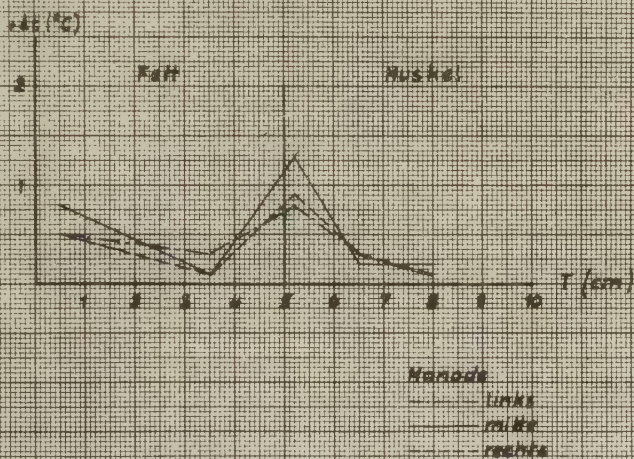


Monads
 — links
 — mitte
 — rechts

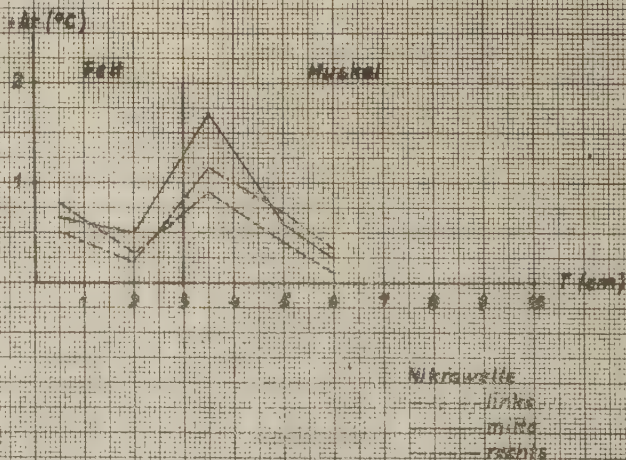
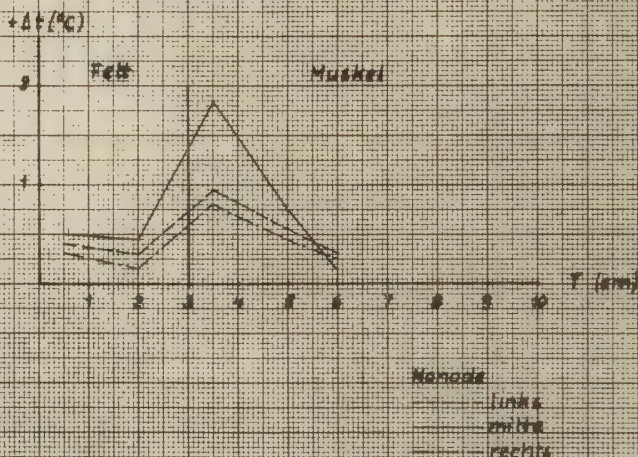


Mikrowelle
 — links
 — mitte
 — rechts

Kurve 7 5cm Fett, 5cm Muskel 10,9 % NaCl 160 cm³/kg

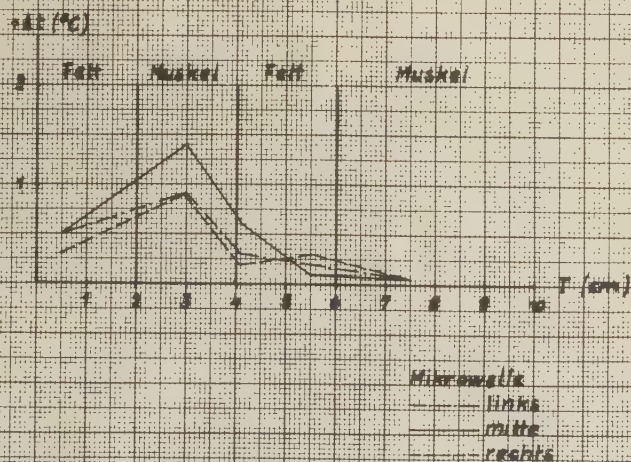
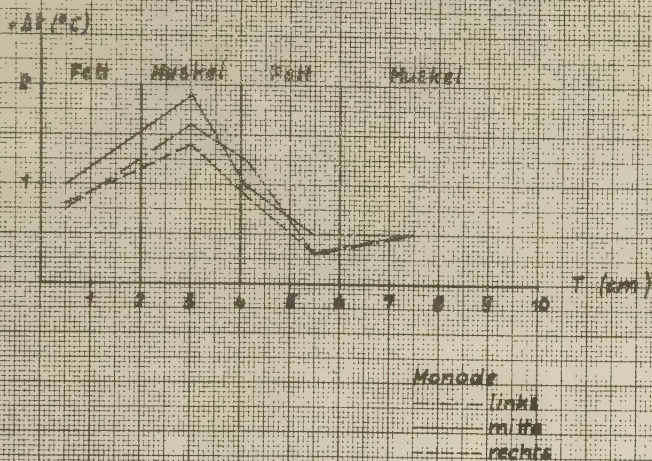


Kurve B 3cm Fett, 7cm Muskel (+0,9 % NaCl 180 cm³/kg)
in Muskel eingebohrt ein Rohrstutzen $\varnothing$ 2,0 cm



Kurve 9 2cm Fett, 2cm Muskel, 2cm Fett, 4cm Muskel

(Muskel: 22% NaCl 180 mm²/kg)



Z U S A M M E N F A S S U N G

Die bei den Versuchen an geschichteten Fett - Muskulatur - Phantomen gewonnenen Ergebnisse zeigen, daß sich die Temperaturerhöhungen und Temperaturverteilungen nach Bestrahlung mit Mikrowellen mit dem Spulenfeld weitgehend gleichen. Trotz der wechselnd starken Fettschicht kommt es in jedem Falle zu einem deutlich registrierbaren Temperaturanstieg in der Muskulatur. Der Temperaturzuwachs in der Muskulatur beträgt dabei fast stets das Doppelte der Erwärmung als in der vorgeschalteten Fettschicht. Es läßt sich also mit beiden Möglichkeiten eine direkte Erwärmung tieferer Organe erzielen, vorausgesetzt, daß nur eine Fettschicht das betreffende Organ bedeckt. Müssen zwei Fettschichten durchdrungen werden, ist mit einer Erwärmung des Organs nicht mehr zu rechnen.

Am Ende meiner Ausführung möchte ich Herrn Prof. Dr. N. Henning für die Übernahme des Referates danken. Ebenfalls danke ich Herrn Doz. Dr. Dr. G. Barth für die Überlassung des Themas. Weiterhin gilt mein Dank der Firma Siemens Reiniger A.G., die mich großzügig bei der Herstellung der Versuchsanordnung unterstützte.

Literaturnachweis

1. ESAU, A. : ETZ. 46, 50 (1925) S. 1869
ETZ. 47, 11 (1925) S. 321
2. SCHMID, W. : Arch. Elektrotechn. 24, 2 (1930) S. 202
3. PÄTZOLD, J. : Die Hochfrequenztechnik in der Medizin.
Verl. Ges. Becker und Erler, Leipzig (1943)
4. FRITSCH, E. u. : Einführung in die K.-W.-Therapie
SCHUBART, M. Berlin/Wien (1935)
5. VOSER, K. u. : Therap. Umschau, Bern (1953) : 3
HÜBNER, R.
6. SCHÄFER, H. : Z. Physik 77, 1932, S. 117
Z. exp. med. 92, 1933, S. 341
7. RAJEWSKI, B. : Strahlentherap. 66, 1939, S. 269
8. BOYLE, A.C. : The Effect of Microwaves
COOK, A.F. : A. Preliminary Investigation
SUCHANAN, T.J. Brit. J. phys. Med. 13 (1950), S. 2
9. DEBYE, P. u. : Z. Phys. 29, 1928, S. 121, 401
FALKENHAGEN, H.
10. DEBYE, P. : Polare Molekeln, Leipzig, 1929
11. HAUSER, J. : Sitzungsbericht d. Heidelb. Akad. d. Wissen-
schaft (1934), 4. Abhandlung, S. 37
12. BÖNI, A. u. : Arch. f. Phys. Therap. 4. Jahrgang 1952,
LOTMAR, R. Heft 3
13. HOLIMANN, H.E. : Theorie d. Bestrahlung geschichteter Obj. mit
ultrakurzen Wellen.
Strahlentherapie 64, 1939, S. 691
14. SCHLIEPHAKE, H. : Supersonic and ultra-short waves.
Brit. J. phys. Med. 13 (1950) S. 145
15. FOLLIS, R.H. : Studies on the Biological Effects of High Fre-
quency Radio Waves.
Am. J. Physiolog. Vol. 147, Okt. 1946, S. 281
16. OSBORNE, S.L. u. : Microwave Radiations J. Americ. Med. Assoc.
FREDERICK, J.N. Vol. 137 Nr. 12, 1948, S. 1036

17. RICHARDSON, A.W. : The Relationship between Deep Tissue Temp.
IMIG, J. and Blood Flow During Electromagnetic
FEUCHT, B. Irradiation
HINES, H. Arch., Phys. Med., Vol.31, Nr.1, 1950, S.19
18. WAKIM, K.G. : Therapeutic, Possibilities of Microwaves
HERRICK, J.F. J. Americ. Med. Assoc., Vol. 139, Nr. 15
MARTIN, G.M. (1949), S.989
KRUSEN, F.
19. MURPHY, A. : A Comparative Study of the Temp. Changes Pro-
PAUL, W.D. duced by various Thermogenic Agenc.
HINES, H. Arch. Phys. Med. Vol.31, Nr.3, 1950, S.151
20. GERSTEN, J. : The Effect of Microwave Diathermie in the
WAKIM, G. Peripheral Circulation and on Tissue Temp.
HERRICK, J.G. in Man
KRUSEN, F.H. Vol. 30/Nr.1, 1949, S.7, Arch. Phys. Med.
21. SIEMS, L. : A Comparative Study of short wave and
KOSMANN, A.J. Microwave on Blood Flow
OSBORNE, S.L. Arch. Phys. Med. Vol.29, Nr. 12 (1948),S.759
22. KEMP, C.R. : Studies Concerning the Effect of Deep Tissue
PAUL, W.D. Heat on Blood Flow
HINES, H.M. Arch. Phys. Med. Vol.29, Nr.1 (1948), S.12
23. WORDEN, R. : The Heatin Effects of Microwave with and
HERRICK, J.F. without Ischemia
WAKIM, G. Arch. Phys. Med. Vol.29, Nr.12, (1948),S.751
KRUSEN, F.
24. FEUCHT, B. : Effects of Implanted Metals on Tissue
RICHARDSON, A.W. Hyperthermia Produced by Microwaves
HINES, H. Arch. Phys. Med. Vol.30, Nr.3, (1949),S.164
25. RICHARDSON, A.W. : Experimental Lenticular Opacitism Produced by
DUANE, T.D. Microwaves Irradiations
HINES, H. Arch. Phys. Med. Vol.29, Nr. 12
26. PÄTZOLD, J. : Strahlentherap. 92, (1953), Heft 3
27. ROHDE, L. u. : Z. Hochfrequenztechn. 43, (1938), S.142
SCHWARZ, A.
28. ROHDE, L. : Z. techn. Physik, 16, (1935), S. 637
29. RAYTHEON : Microtherm Acceptable
J. Am. Med. Assoc. Vol. 135, Nr. 15, Dec.1947,
S. 986

L E B E N S L A U F

Am 28. September 1928 wurde ich als Kind des Dipl. Landwirts und Apothekers Hans S c h w e i ß i n g e r und seiner Ehefrau Ilse, geb. Sommerey in Dresden geboren.

Von 1934 bis 1938 besuchte ich die Volksschule in Dresden-Wachwitz. 1939 trat ich in das König-Georg Realgymnasium in Dresden ein, welches ich bis zu meiner Einberufung zum Reichsarbeitsdienst und zur Wehrmacht im Jahre 1944 besuchte. Bei der Kapitulation im Mai 1945 geriet ich in amerikanische Gefangenschaft. Nach meiner Entlassung besuchte ich bis zum Jahre 1947 die Leibniz-Oberschule in Leipzig, an der ich die Reifeprüfung ablegte. 1948 siedelten wir nach Michelstadt / Odw. um.

Zum Wintersemester 1949/50 wurde ich zum Medizinstudium an der Friedrich-Alexander Universität Erlangen zugelassen. An derselben Universität legte ich im Sommer 1952 die ärztliche Vorprüfung ab, im Sommersemester 1955 das medizinische Staatsexamen.

